UNIVERSITE SCIENTIFIQUE ET MEDICALE

DE GRENOBLE

FACULTE DE MEDECINE

DOMAINE DE LA MERCI

LA TRONCHE

ANNEE 1972

Nº D'ORDRE : 53

LA CINECORONAROGRAPHIE

Etude de quelques aspects de l'amélioration de l'image cinécoronarographique

THESE

présentée

à l'Université Scientifique et Médicale de GRENOBLE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MEDECINE

par

Monsieur François MARTY

né le 24 septembre 1942

à Annecy - 74

Soutenue publiquement le 29 Septembre 1972

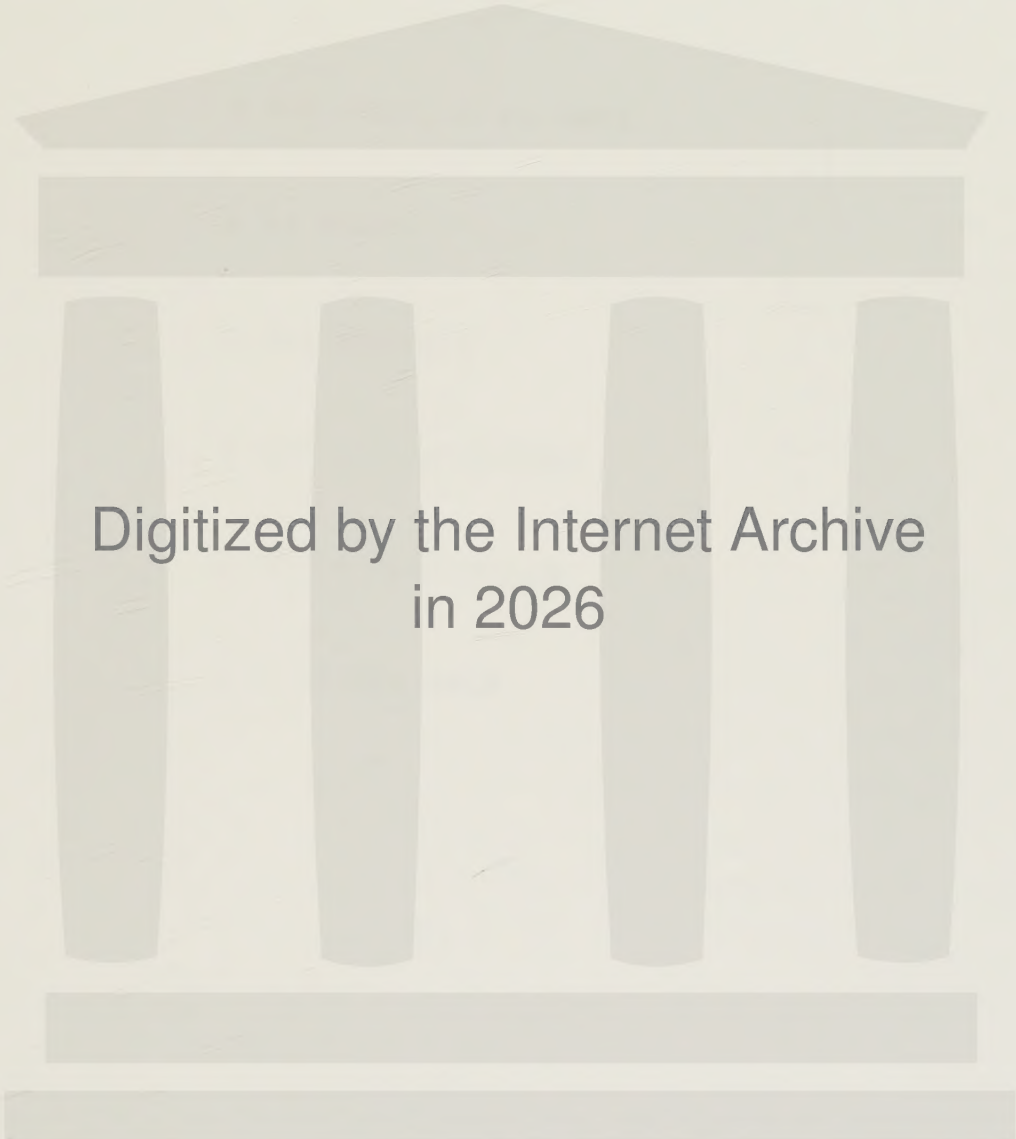
devant la commission d'Examen

MM. M. GEINDRE président

J. BARRIE

P. MARTIN-NOEL

G. CROUZET


Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544313_0044

A MON PERE, A MA MERE

A MA FEMME

A MES ENFANTS

A MES BEAUX-PARENTS

A TOUTE MA FAMILLE

A TOUS MES AMIS

A NOTRE MAITRE ET PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur M.GEINDRE
Professeur de Radiologie
Radiologiste des Hôpitaux.

Sa personnalité rayonnante et son dynamisme, son sens de la pédagogie et sa grande culture médicale nous ont d'emblée conquis.
Nous lui devons l'orientation que très tôt nous avons prise dans une discipline passionnante.
Qu'il soit assuré de notre respectueuse gratitude et de notre attachement.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A NOS JUGES

Monsieur le Professeur J.BARRIE
Professeur de Clinique Chirurgicale
Chirurgien des Hôpitaux.

Nous avons pu apprécier personnellement ses qualités de chirurgien peu communes.

Il a fait preuve de grande bonté à notre égard.

Nous le remercions de bien vouloir juger ce travail et lui témoignons notre respectueuse gratitude.

Monsieur le Professeur P.MARTIN-NOEL
Professeur de Séméiologie Médicale
Médecin des Hôpitaux.

Il nous a toujours accueilli avec bienveillance, et la collaboration de son service nous a été précieuse.

Il nous fait l'honneur de participer au jury de notre thèse.

Nous l'assurons de notre respectueuse reconnaissance.

Monsieur le Docteur G.CROUZET
Maître de Conférence Agrégé
Radiologiste des Hôpitaux.

Un semestre passé à ses côtés nous a permis d'apprécier ses profondes connaissances et son ouverture d'esprit.

Nous le remercions de tout ce qu'il nous a appris, et l'assurons de notre admiration et de notre respectueuse amitié.

A NOS MAITRES DANS LES HOPITAUX,

Monsieur le Professeur ARNAUD

Monsieur le Docteur DOUILLET

Monsieur le Docteur FLANDRIN

Monsieur le Professeur BEAUDOING

Monsieur le Professeur MAZARE

Monsieur le Docteur CROUZET

Monsieur le Professeur GEINDRE.

A Monsieur le Docteur COULOMB
Maître de Conférence Agrégé

qui nous a précédé dans la spécialité.
Nous admirons beaucoup ses vastes connaissances et l'enthousiasme qu'il porte à tout ce qu'il fait.
Nous l'assurons de notre estime.

A Monsieur le Docteur AVEZOU

Avec qui nous avons eu le plaisir de collaborer le mercredi matin.

A tous ceux qui partagent notre travail,

Au Personnel dévoué du Service de Radiologie A,

A tous nos amis Internes et Anciens Internes,

A Monsieur MAZET représentant la C.G.R. dont l'aide nous a été très sympathique,

LA CINÉCORONAROGRAPHIE

ETUDE DE QUELQUES ASPECTS DE L'AMÉLIORATION DE L'IMAGE CINÉCORONAROGRAPHIQUE

I - INTRODUCTION

II - EVOLUTION DES TECHNIQUES D'OPACIFICATION

III - EVOLUTION DES TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

IV - FACTEURS D'AMELIORATION DE L'IMAGE EN CINECORONAROGRAPHIE :

A - OBJET DE L'ANALYSE
B - FORMATION DE L'IMAGE RADIANTE
C - TRANSFERT DE L'IMAGE
D - DISCUSSION

V - DEDUCTIONS CLINIQUES

VI - CONCLUSION

I - INTRODUCTION

Le développement actuel de la coronarographie s'explique largement par la qualité des renseignements irremplaçables qu'elle apporte au prix de risques modérés lorsqu'elle est conduite avec une technique rigoureuse.

Pour de multiples raisons, analysées par de nombreux auteurs, l'enregistrement cinématographique de l'image semble préférable à la sériographie : il doit toutefois s'inspirer en permanence des perfectionnements techniques pour soutenir efficacement la comparaison avec celle-ci, notamment dans le diagnostic des lésions coronaires les plus fines et les plus distales.

Après avoir brièvement rappelé l'évolution des techniques d'opacification et d'enregistrement, nous nous proposons d'étudier quelques aspects de la formation de l'image en cinécoronarographie à la lumière de notre expérience personnelle fondée sur l'utilisation d'un bas kilovoltage et d'une haute intensité, en association avec un amplificateur d'image de haute définition.

II - EVOLUTION DES TECHNIQUES D'OPACIFICATION

Plus de trente ans séparent les expériences d'opacification coronaire chez l'animal par ROUSTHOI (78) du large développement en pratique clinique des coronarographies par injections sélectives.

Les premières tentatives furent faites chez l'homme en 1945 par RADNER (71), par ponction transternale du bulbe aortique, sans grand succès.

En 1948, JONSSON (40) rapporte les premières coronarographies réalisées par cathétérisme artériel ; les documents obtenus sont peu exploitables et les accidents graves nombreux.

L'introduction de nouveaux produits de contraste triodés (1953-1955), à la fois plus opaques aux rayons X et moins toxiques que les anciennes molécules diodées, permet un premier développement de l'aorto-coronarographie.

Diverses modalités sont proposées afin d'améliorer le remplissage des coronaires par le produit de contraste qui, injecté dans l'aorte, est balayé par le flux systolique. Ainsi ARNULF, en 1956 (4), utilise l'action de l'acétyl-choline qui induit une pause cardiaque pendant laquelle l'opacifiant injecte de manière plus franche le réseau coronaire.

PINET et GRAVIER, en 1959 (68), exploitent l'action fugace d'un puissant hypotenseur : l'ARFONAD.

NORDENSTROM (64) recourt à l'hyperpression bronchique réalisée par une sonde à ballonnet endotrachéale pour induire une bradycardie et une hypotension favorables au remplissage coronaire.

Plus simplement, S.PAULIN (66) utilise une sonde dont l'extrêmité spiralée épouse les parois du bulbe aortique : les orifices sont disposés de telle sorte que l'injection est dirigée vers les ostiums des coronaires.

Les différentes techniques d'aortocoronarographie donnent d'excellents résultats, cependant la superposition des deux réseaux coronaires gène considérablement l'interprétation des images, d'autant que l'importante quantité de produit de contraste utilisée limite le nombre des injections et, par conséquent, celui des incidences.

Pour limiter ces inconvénients, SONES et SHIREY (83) tentent d'opacifier électivement chacune des coronaires, d'abord par injection semi-sélective (1958) puis par cathétérisme sélectif en 1959.

La technique décrite par ces auteurs nécessite la dénudation de l'artère humérale au pli du coude. Par une courte artériotomie une sonde est introduite jusqu'à la racine de l'aorte et, relativement souple à son extrêmité, peut pénétrer dans l'ostium en regard.

L'injection sélective expose davantage aux accidents cardiaques, notamment aux troubles du rythme, que l'injection globale. Aussi la plus grande attention est-elle nécessaire pour prévenir ces risques : surveillance de la pression en bout de sonde, contrôle électrocardiographique continu, injection de faibles quantités de produit de contraste.

Nous ne reviendrons pas sur les querelles des partisans et adversaires des techniques de SONES et NORDENSTROM ; actuellement, l'injection sélective est la règle suivie par la grande majorité des auteurs. Ce n'est que contraints par une aorte dilatée ou une imperméabilité partielle ou totale des ostiums qu'ils recourent à l'injection globale.

Pour éviter le temps délicat de l'artériotomie et les difficultés de la recherche des ostiums par la méthode de SONES, AMPLATZ (3), WILSON (89), RICKETTS (74), ABRAMS et surtout JUDKINS (42), en 1968, utilisent la technique de cathétérisme percutané de l'artère fémorale, avec des sondes préformées, dont les courbures s'adaptent à l'anatomie de l'aorte, et à la naissance des artères coronaires.

Ces deux voies d'abord ont chacune leurs partisans. Par exemple, pour LESPERANCE et BOURASSA (56), qui abandonnèrent la technique de SONES pour la voie fémorale :

> " L'artériotomie et la reconstruction de l'artère après cathétérisme demande une habileté chirurgicale plus grande que la simple ponction percutanée démorale et entraîne dans 6 à 7 % des cas (selon SONES) un rétrécissement artériel ou une thrombose..., au contraire la voie percutanée fémorale, devenue familière à un grand nombre de cardiologues, d'hémodynamiciens et de radiologues, est d'exécution plus facile et comporte peu de risques."

J.L.GUERMONPREZ (28) signale également la plus grande difficulté du cathétérisme par la technique de SONES :

> " Le temps de recherche des ostia coronaires demande une plus grande habileté et n'aboutit à l'intubation des deux ostia que dans 90 % des cas dans les meilleures statistiques... Enfin, cette technique rend plus délicate la répétition des examens et en particulier le contrôle des pontages."

Beaucoup d'auteurs restent fidèles à la technique de SONES, soulignant la plus forte incidence d'accidents graves survenant avec la technique de JUDKINS, et mettent en cause notamment la rigidité des sondes utilisées pour franchir le plan cutané, susceptibles de disséquer la paroi des artères coronaires lors des changements de position : HAAS (30), et RUBET (79).

Il est vrai aussi que les sondes effilées de SONES peuvent pénétrer trop avant dans la lumière d'une coronaire, provoquant parfois de graves accidents (47).

Pour AMIEL (1), l'artériotomie a l'avantage du contrôle de la brèche artérielle et ne nécessite pas la suspension du traitement anti-coagulant. De plus, elle permet un changement renouvelé plus facile des cathéters, souvent nécessaire pour franchir, lors de la ventriculographie, un rétrécissement aortique.

Fort justement, GUERMONPREZ signale que les statistiques publiées qui apparaissent moins favorables à la voie fémorale tiennent essentiellement compte du cumul des premières expériences de coronarographie réalisées par la méthode de JUDKINS et que les statistiques homogènes et plus longues ne retiennent pas un plus fort pourcentage d'accidents par cette méthode.

Pour notre part, nous estimons sans préjugé que la meilleure technique reste celle qui est la plus familière à ceux qui l'utilisent, aussi avons nous adopté la méthode de JUDKINS qui nous donne de bons résultats.

Sur 102 explorations réalisées chez des sujets au réseau artériel fortement athéromateux pour la plupart, un seul accident local a nécessité une intervention chirurgicale de désobstruction fémorale. Quant aux accidents généraux et cardiaques que nous avons dû déplorer, et dont nous reparlerons, nous estimons qu'ils ne tiennent en aucune façon à cette technique ou au matériel utilisé. A ce propos nous soulignerons que nous utilisons régulièrement les sondes en polyéthylène de BOURASSA, mais que nous avons été amenés au cours de certaines explorations à les échanger contre des sondes en polyuréthane de CORDIS (cathéter d'AMPLATZ ou de JUDKINS), notamment pour la coronaire droite.

III - EVOLUTION DES TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

L'examen de fines structures vasculaires animées d'un déplacement nécessite l'enregistrement de nombreux documents de qualité irréprochable.

Deux techniques se prêtent à ces nécessités. La sériographie qui bénéficie de la bonne définition du film radiographique, et la cinécoronarographie, des possibilités d'enregistrement dynamique du cinéma.

Le développement de la sériographie coïncide avec celui de l'aortocoronarographie, que préférèrent longtemps des auteurs comme NORDENSTROM (63), PAULIN (66), et ECOIFFIER (15). Ce dernier améliora à l'extrême les possibilités offertes par cette technique : l'augmentation de la puissance des tubes radiogènes et des générateurs, l'utilisation de changeurs rapides de films permettent d'obtenir d'excellents documents à cadence élevée.

L'application au domaine médical de l'amplificateur de brillance a transformé le confort de la surveillance du cathétérisme, et a permis le développement du radiocinéma dans des conditions d'exposition compatibles avec la puissance du matériel et une irradiation acceptable du patient.

Certes, l'image cinécoronarographique ne possède pas à priori les qualités de définition et de contraste d'un bon cliché radiographique, mais elle apporte une information dynamique essentielle à l'étude de la circulation coronaire.

En effet, elle permet de juger la vitesse circulatoire, d'apprécier la souplesse des parois artérielles, de distinguer une sténose d'une simple coudure artérielle ou d'un pont myocardique, de repérer mieux que toute sériographie le retour d'une circulation collatérale débutante ; au cours de la ventriculographie elle permet de repérer aisément une plaque akinétique ou dyskinétique.

Il convient d'insister en outre sur la grande souplesse d'emploi du radiocinéma : le patient est placé dans un berceau dont l'inclinaison varie au gré de l'examinateur, l'amplificateur équipé de la caméra de cinéma peut descendre au contact de la paroi antérieure du thorax. Le choix des incidences et le contrôle des injections en radioscopie sont des facteurs de réussite et de sécurité.

Mais les films cinématographiques sont d'un maniement relativement difficile et comportent une lecture différée, aussi est-il souhaitable de disposer de documents de contrôle immédiatement et aisément analysables.

Plusieurs possibilités sont offertes d'inégale valeur :

- un cliché radiographique unique, facile à réaliser, mais rarement satisfaisant,
- un enregistrement magnétoscopique de l'image télévisée qui donne de bons résultats mais n'est pas de consultation beaucoup plus facile,
- un enregistrement sériographique complémentaire qui alour-

dit l'examen et le complique. Il est vrai que de nouveaux sériographes de petite taille, incorporés à l'amplificateur monté sur une suspension en arc, pivotant autour du patient, offrent une grande facilité d'emploi et permettent de brefs enregistrements radiographiques en cours d'examen,

- une caméra d'ampliphotographie peut fournir de nombreux documents en formats 70, ou mieux 100 mm, dont la qualité est supérieure à l'image cinématographique. Ce système d'enregistrement est le plus compatible à notre avis avec le radiocinéma dont il utilise l'amplificateur.

L'amélioration constante de l'image doit être un souci permanent pour le radiologue : les techniques sont en constante évolution, et il est possible que se pose à nouveau le problème des mérites respectifs du cinéma et de la sériographie.

En particulier, la mise au point de changeurs conservant à cadence élevée -10 à 12 films par seconde- une bonne définition rendrait moins évident l'intérêt du cinéma. La cinécoronarographie doit bénéficier aussi des progrès réalisés notamment dans le domaine des tubes radiogènes et des amplificateurs de brillance afin d'améliorer la qualité de son image, et les possibilités diagnostiques qu'elle autorise.

IV - FACTEURS D'AMELIORATION DE L'IMAGE EN CINECORONAROGRAPHIE

Les multiples transferts que subit l'image dans une chaine de radiocinéma s'accompagnent d'une dégradation de l'information.

L'utilisation d'un tube radiogène de grande puissance et d'un amplificateur d'excellente définition doit permettre d'améliorer sensiblement la qualité des documents cinécoronarographiques. En effet, il est certain que l'amplificateur joue un rôle essentiel dans le déterminisme du pouvoir de résolution du document radiocinématographique, mais la netteté reste tributaire du contraste, et l'on peut espérer améliorer ce dernier en utilisant un faisceau de rayons X émis sous faible kilovoltage et très forte intensité, grâce à un tube aux qualités appropriées.

Nous allons essayer de justifier ce choix en étudiant la formation de l'image le long de la chaine de radiocinéma, en fonction des nécessités qu'impose l'étude des vaisseaux du coeur, puis nous tenterons d'apprécier les résultats obtenus et les possibilités offertes.

A - L'OBJET DE L'ANALYSE

Il s'agit d'une structure vasculaire opacifiée, de faible dimension, et animée d'un déplacement considérable.

1° - La taille :

Elle décroît rapidement des troncs aux branches terminales :

. 4 mm de diamètre pour les troncs coronaires droit et gauche,

. 3 mm pour les branches principales (I.V.A., circonflexe, coronaire droite dans sa deuxième partie),

. 1 mm pour les rameaux tels que la première septale,

. 0,100 mm pour les plus fines ramifications distales.

2° - Le déplacement :

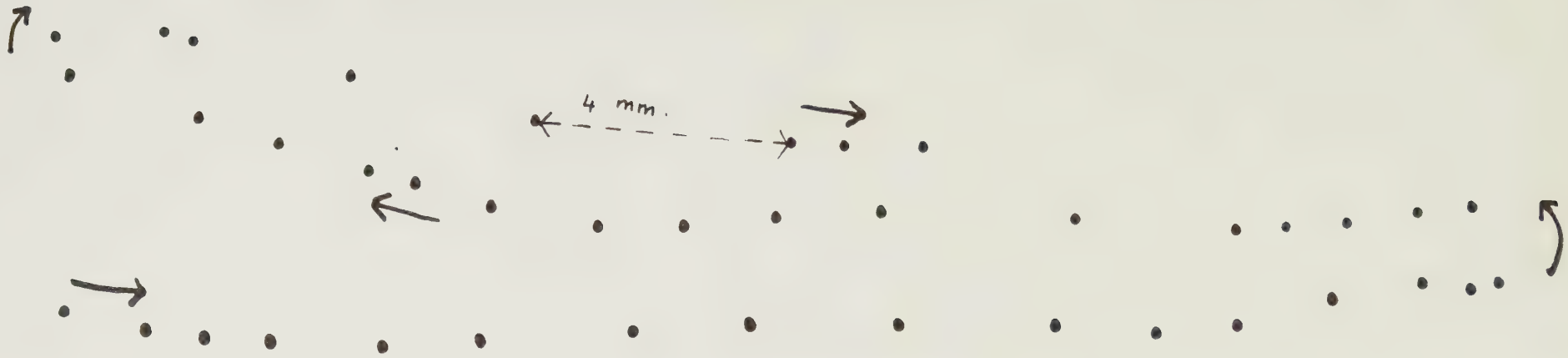
Ces artères sont animées d'un mouvement de grande amplitude déterminé par les contractions cardiaques, éventuellement les mouvements respiratoires.

Nous avons mesuré le déplacement des branches principales sur des coronarographies (figure I) : le déplacement le plus important que nous ayons noté est de 4 mm entre deux images, soit une vitesse de 20 cm/seconde. Le déplacement moyen des de 1 mm, soit 5 cm/seconde.

Ceci rejoint les estimations de STIEVE (84) pour qui le déplacement des zones cardiaque et paracardiaque produit par les battements vasculaires est de l'ordre de 20 cm/seconde.

FIGURE I

AGRANDISSEMENT 12



Déplacement de la coronaire droite à la naissance de l'artère ventriculaire principale, calculé par projection image par image d'une séquence de cinécoronarographie (cadence 50 images/seconde). La distance qui sépare 2 points correspond au déplacement de la coronaire entre 2 images espacées de 1/50è de seconde.

La valeur moyenne du déplacement est de 5 cm/seconde ; le déplacement le plus important que nous ayons noté est de 20 cm/sec. sur 20 coronarographies dans un seul cas.

3° - Les produits de contraste :

Ils doivent posséder une concentration en iode suffisamment élevée pour permettre une importante absorption des rayons X et d'autre part être bien tolérés par le myocarde pour permettre les injections sélectives. De plus, une bonne fluidité favorise le remplissage des plus fines ramifications artérielles.

Ceci est réalisé notamment par des solutions à 76 % de sels de diatrizoate de méthyl-glucamine et de sodium qui possèdent une concentration de 37 g.d'iode pour 100 ml avec une viscosité de 9 centipoises à 37°.

Le mode d'injection intervient directement sur la concentration en iode au niveau des vaisseaux : lors des injections globales, la dilution du produit de contraste est importante, alors que par cathétérisme sélectif la concentration au niveau des coronaires est celle du produit injecté.

Par prudence, nous utilisons une solution diluée à 20 % en injection sélective dont la cencentration en iode n'est que de 30 g/100 ml. De nombreux auteurs utilisent un produit pur, ce qui les oblige à réduire le volume de chaque injection à 2 ml au lieu de 5 à 7 ml.

B - LA FORMATION DE L'IMAGE RADIANTE

Il est possible de distinguer deux étapes : l'une, commune à toutes les techniques radiologiques, correspond à la formation de l'image radiante, et l'autre, plus particulière, correspond à la transformation de l'image radiante en document cinématographique.

1° - L'image radiante :

Elle doit se caractériser par un bon contraste et une excellente définition.

. Le contraste

Il est lié à l'absorption des photons par les atomes d'iode dont le nombre atomique est élevé. Le contraste entre l'iode et les milieux organiques est d'autant plus important que l'énergie des photons est plus faible. Cependant, la discontinuité d'absorption de l'iode fait que les composantes les plus efficaces seraient émises aux alentours de 65 Kv aux bornes du tube radiogène.

Pour ECOIFFIER (15) un rameau vasculaire de 500 µ est en pratique invisible pour des tensions supérieures à 90 Kv alors qu'un kilovoltage adapté permet de discerner des structures de l'ordre de 1/10è de millimètre dans les meilleures conditions.

Il est possible théoriquement (7) d'évaluer la plus petite épaisseur de produit de contraste visible : h, avec un certain contraste (en fonction de la concentration en iode du produit de contraste c et du coefficient massique d'absorption de l'iode pour rayonnement de pénétration

donné grâce à la relation approchée :

$$R = \frac{\mu / g \text{ Iode}}{2} \times c \times h$$

soit par exemple :

- une concentration de 30 g d'iode pour 100 ml,
- un coefficient d'absorption de 10 cm3/g à 80 Kv,
- pour un contraste de 4 % (de l'ordre du minimum visible).

$h = 270\ \mu$

à 50 Kv le coefficient massique d'absorption est de 13 cm3/g

$h = 200\ \mu$

L'avantage d'un bas kilovoltage parait donc évident.

En fait, ceci est théorique. Un des principaux avantages de l'emploi d'un faible kilovoltage est de réduire le rayonnement diffusé qui se superpose au rayonnement primaire et diminue ainsi le contraste. Ce rayonnement diffusé peut d'autre part être réduit, nous le verrons, par l'emploi de localisateurs et de grille antidiffusante.

Il est d'autre part indispensable de réduire les causes de flou qui altèrent la définition de l'image. Il s'agit essentiellement du

. Flou géométrique

L'absence de ponctualité de la source de rayons X est responsable d'une pénombre de projection de l'objet dont l'importance est fonction également de l'agrandissement selon la relation :

$$Ug = e\ (M - 1)$$

Ug : est le flou géométrique

e : la taille du foyer

M : l'agrandissement égal à $\frac{A}{A - d}$

où A est la distance focale et

d la distance objet-détecteur.

Le flou peut être réduit, nous le voyons,

- en utilisant un foyer de rayons X le plus petit compatible avec la puissance d'émission requise,
- en diminuant l'agrandissement, soit en éloignant la source d'émission, ce qui nécessite une augmentation trop importante de la puissance du tube, soit, plus facilement en rapprochant l'objet du détecteur ; en pratique, en plaçant l'amplificateur au contact de la paroi antérieure du thorax du patient.

Il est possible de déterminer la valeur du flou géométrique en fonction de la taille du foyer et de l'agrandissement

	FOYER 2 x 2 mm	FOYER 1,2 x 1,2 mm	FOYER 0,6 x 0,6 mm
Pour une distance focale de 100 cm M : 1,1	200 µ	120 µ	60 µ
Pour une distance focale de 80 cm M : 1,15	300 µ	180 µ	90 µ

Sur ce tableau, le flou géométrique est déterminé pour un vaisseau tel la première septale distant de 10 cm du détecteur en oblique antérieure droite soit d = 10 cm.

. Le flou cinétique

Il est dû au déplacement de l'objet en cours d'irradiation et intervient de façon extrêmement importante dans la dégradation de l'image de structures aussi animées que les artères coronaires.

Il peut être évalué par la relation (13) :

$$Uc = Vot \frac{A}{A - d}$$

ou Uc = flou cinétique
Vo = la vitesse de déplacement
t = le temps de pose
A = la distance focale
d = la distance entre l'objet et le détecteur.

Valeurs du flou cinétique pour différents temps de pose, pour des vitesses Vo de 5 cm/seconde et 20 cm/seconde.

Temps de pose	Vo = 5 cm/sec.	Vo = 20 cm/sec.
1/100è de seconde	500 µ	2 mm
5/1000è de seconde	250 µ	1 mm
3/1000è de seconde	150 µ	600 µ

(Dans des conditions géométriques théoriques où l'agrandissement est égal à 1).

Seule l'utilisation d'un temps de pose inférieur ou égal à 5/1000è de seconde est compatible avec l'étude des vaisseaux du coeur, dont le déplacement moyen est de 5 cm par seconde, et peut atteindre 20cm par seconde.

2° - Le matériel radiogène :

En pratique, l'abaissement d'énergie des photons X souhaitable pour améliorer le contraste, et le temps de pose très bref, doivent être compensés par une augmentation de l'intensité du rayonnement. Il faut accroître en conséquence la puissance du tube radiogène, donc la taille du foyer. Cependant, celle-ci doit rester limitée pour ne pas augmenter de façon trop importante le flou géométrique.

Nous utilisons une intensité forte pour un régime de radiocinéma -600 mA- ce qui améliore en outre sensiblement, comme nous le verrons, la réponse de l'amplificateur en diminuant la fluctuation quantique, avec un temps de pose de 5/1000è de seconde et un kilovoltage très peu élevé 40 à 55 Kv.

Dans les conditions géométriques suivantes :
- distance focale : 100 à 110 cm selon les incidences
- amplificateur au contact de la paroi thoracique antérieure
- foyer 2 x 2 mm.

Le flou géométrique de 200µ, malgré la taille du foyer, demeure inférieur au flou cinétique moyen : 250 µ.

L'utilisation d'une pareille intensité en radiocinéma requiert un appareillage particulier comprenant outre un tube radiogène de très forte puissance, un générateur susceptible de fonctionner par brèves impulsions.

. Le tube radiogène

Le rendement des tubes est extrêmement faible : 99 % de l'énergie des électrons qui frappent l'anode pour former les photons X est transformé en chaleur.

L'utilisation d'une grande intensité en radiocinéma entraine un échauffement considérable de l'anode. Seuls des tubes à grande capacité calorique permettent un tel emploi.

Dans le tube R S 761 que nous utilisons, l'anode en Tungstène-Rhénium est inclinéede 10° par rapport à l'axe du faisceau de rayons X. Rotative -9000 tours/minute- elle est d'un diamètre important -12 cm- qui permet d'augmenter la taille du foyer thermique sans augmenter celle du foyer optique : foyer d'émission des rayons X. La capacité calorique de ce tube est de 850 000 unités chaleurs pour un foyer optique de 2 mm x 2 mm ; ce qui permet d'utiliser une intensité de 600 mA, avec une pénétration de 40 à 75 Kv dans les conditions habituelles de la cinécoronarographie (séquences de 8 secondes, espacées d'au moins une minute à la cadence de 50 à 60 images/seconde).

. Le générateur

Il ne doit délivrer de courant au tube radiogène que par impulsions lors de l'ouverture de l'obturateur et non de façon continue ; ce qui diminue considérablement l'irradiation et augmente la puissance disponible. Les impulsions du courant doivent être très brèves : 3 à 5 ms, de

forte intensité : 600 mA et la tension rigoureusement constante afin d'éviter les variations d'exposition d'une image à l'autre.

En pratique le générateur Continental que nous utilisons répond parfaitement à ces exigences.

. L'appareillage annexe

Il est possible de réduire le rayonnement diffusé qui, nous l'avons dit, dégrade le contraste de l'image radiante, par la focalisation du faisceau et par l'emploi d'une grille anti-diffusante.

Nous limitons strictement le faisceau au diamètre du champ de l'amplificateur grâce à un cône et à des caches plombés dont l'un est situé à l'entrée même de l'amplificateur. De plus, nous utilisons une grille antidiffusante de 40 paires de lames au cm et de rapport 11.

C - LE TRANSFERT DE L'IMAGE

L'image radiante est convertie en image cinématographique au travers d'un ensemble complexe associant un amplificateur de brillance, un système optique et une caméra de cinéma.

1° - L'amplificateur de brillance :

L'amplificateur de brillance (59) dont le principe est bien connu se caractérise par des qualités d'inégale importance.

. Le gain

En cinécoronarographie l'utilisation d'un amplificateur à gain très élevé présente théoriquement de nombreux avantages. En réduisant l'exposition nécessaire à la formation de l'image il permettrait de diminuer le temps de pose, donc le flou cinétique ; il permettrait aussi de réduire le flou géométrique en utilisant des tubes radiogènes de faible puissance à foyer très fin.

En fait un gain très élevé s'accompagne d'une détérioration importante de l'image dûe au "bruit" de l'amplificateur.

. Le bruit

La discontinuité d'émission des rayons X est responsable d'une fluctuation d'éclairage de l'écran de l'amplificateur qui apparaît de façon d'autant plus importante que le nombre de photons mis en jeu est faible. Cette fluctuation se traduit par un effet de scintillation de l'écran -le bruit de l'amplificateur- d'autant plus important que le gain est élevé.

Ce phénomène est nettement défavorable à la définition et au contraste des plus petites images : une fluctuation quantique banale de 4 % efface tout contraste de la même importance.

Aussi est-il préférable en cinécoronarographie d'utiliser des amplificateurs à gain relativement peu important avec un fort débit de photons X.

. La rémanence

La persistance de l'illumination de l'écran après irradiation est un phénomène gênant en radiocinéma car elle diminue la netteté de l'image.

. Le contraste

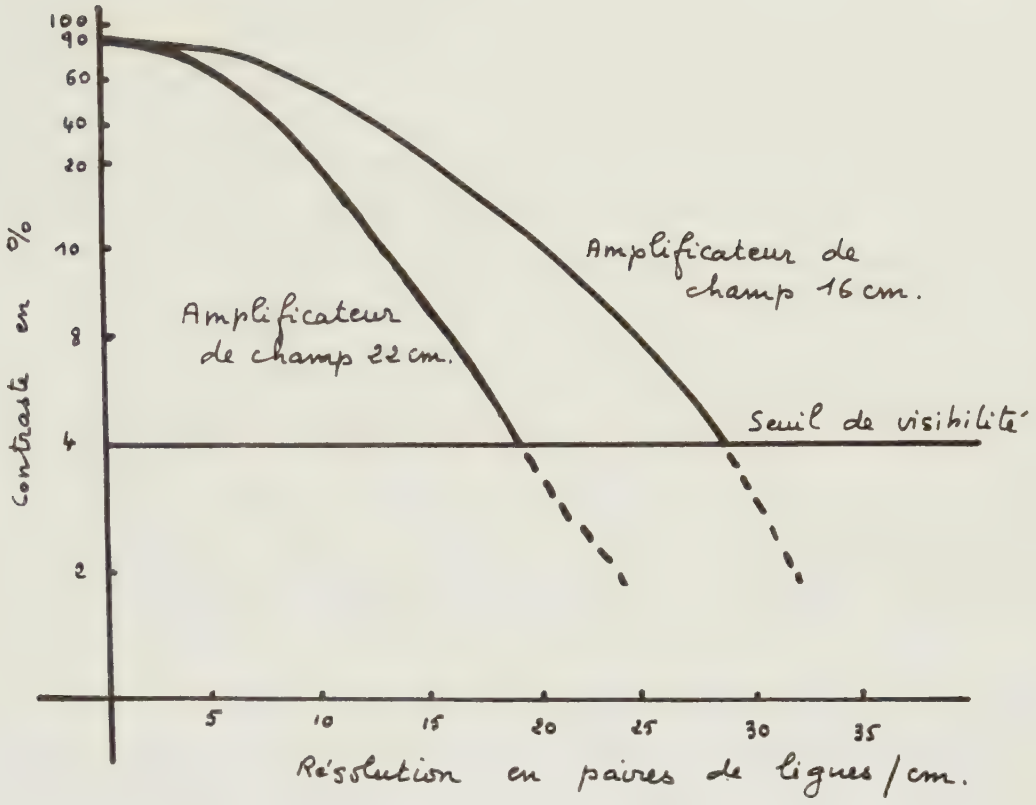
L'usage d'un amplificateur diminue notablement le contraste de l'image radiante. Cependant cette diminution se fait essentiellement dans le domaine des forts contrastes. Le plus petit contraste transmissible peut être inférieur au plus petit contraste visible par l'oeil -soit 4 %- à condition que la fluctuation de l'amplificateur ne lui soit pas supérieure.

Pour des structures vasculaires de petite taille, lorsque la fluctuation quantique est faible, notamment en haute intensité, la perte de contraste est minime.

. Le pouvoir séparateur

Une des toutes premières qualités recherchées d'un amplificateur, le pouvoir séparateur peut facilement être évalué par le nombre de paires de lignes que l'on peut distinguer sur l'écran secondaire, grâce à une mire de définition.

FIGURE II



Exemple de courbe de transfert de résolution d'un amplificateur à deux champs (29).
La courbe de transfert relie les notions de contraste et de définition.

Ces essais sont réalisés en usine dans d'excellentes conditions de contraste et de géométrie du faisceau :

- source de rayons X ponctuelle = 0,3 x 0,3 mm
- distance focale 80 cm
- mire en plomb, de forte absorption 40 % à 80 Kv, placée au contact même de l'amplificateur.

Dans ces conditions le plus petit interligne visible est approximativement égal au flou de l'amplificateur. Le flou de détection d'un amplificateur de définition 20 paires de lignes/cm est de 250 µ.

En fait le pouvoir séparateur est directement lié au contraste et la courbe de transfert de résolution exprime mieux les qualités de l'amplificateur que le seul pouvoir séparateur (voir figure 2).

. Le champ de l'amplificateur

Il est souhaitable en cinécoronarographie de limiter le champ d'examen à la seule taille du coeur. En effet les amplificateurs à "petit" champ ont un meilleur contraste et une meilleure définition.

En modifiant la tension des électrodes du tube amplificateur il est possible de réduire le champ d'examen. Cet agrandissement électronique s'accompagne d'une diminution du gain compensée par une augmentation d'énergie du faisceau de rayons X mais améliore le pouvoir séparateur de façon très intéressante.

Nous disposons pour notre part d'un amplificateur de brillance THOMSON TH 9414 A, tout particulièrement choisi pour ses caractéristiques supérieures à la moyenne. Le diamètre d'entrée est de 16 cm, équipé

d'un agrandissement ou "loupe" électronique, réduisant le champ d'examen à 11 cm de diamètre.

Caractéristiques essentielles :

Diamètre du champ d'entrée	16 cm	11 cm
Gain	5 000	2 500
Lumination	70 nits	
Contraste minimal transmissible	2 %	
Pouvoir séparateur maximal	Périphérique 26 Centre 32	Périphérique 28 Centre 36
Rémanence	10 % à 8 millisecondes	

- Le gain est relativement peu important : 2 500 en "loupe" à 80 Kv alors que de nombreux tubes atteignent 6 000 à 9 000. De plus, dans des conditions d'utilisation à 50 Kv le rendement est considérablement réduit ; par exemple pour un tube TH 9411 pour une dose constante de 1 mR/seconde, la lumination varie de 50 nits à 80 Kv, à 20 nits à 50 Kv. Cette baisse de lumination et de gain , nous l'avons dit, n'est pas redhibitoire dans la mesure où les tubes radiogènes permettent un débit suffisant.

- le pouvoir séparateur est particulièrement grand = 36 paires de ligne/cm ce qui veut dire que le "flou" de l'amplificateur est de l'ordre de 130 µ.

- le contraste minimum transmissible est de l'ordre de 2 % inférieur au contraste minimum accessible à l'oeil.

- la rémanence : 10 % à 8 ms est compatible avec l'intervalle de temps qui sépare 2 clichés : 20 ms. Pour 100 images/seconde cette rémanence peut devenir gênante.

- le double champ de l'amplificateur -16 et 11 cm- est bien adapté à la coronarographie : le champ 16 cm permet en effet de recouvrir l'ensemble de la silhouette cardiaque lors de la ventriculographie. L'agrandissement électronique qui améliore la définition est mieux adapté à l'étude des coronaires. Cependant, pour suivre le remplissage de l'ensemble des vaisseaux avec le champ réduit (11cm) un déplacement est nécessaire : "le travelling" qui augmente le flou cinétique.

2° - Les dispositifs optiques :

A la sortie de l'amplificateur l'image est formée sur un écran secondaire de 20 mm de diamètre.

Un premier objectif, dit primaire, solidaire de l'amplificateur, renvoie cette image à l'infini ; un boitier optique permet la répartition de la lumière dans deux directions ; vers la caméra de télévision pour la surveillance scopique, et vers la caméra de cinéma pour 80 %. Cette répartition est obtenue au moyen d'un miroir semi-réfléchissant.

L'objectif de la caméra, dit secondaire, est accouplé au boitier optique. En changeant l'objectif secondaire il est possible de modifier l'agrandissement de l'image selon la relation classique :

$$\frac{I}{O} = \frac{F\,2}{F\,1}$$

I : image définitive
O : image sur l'écran secondaire
F 1 : distance focale de l'objectif primaire
F 2 : distance focale de l'objectif secondaire.

Dans notre installation, par exemple, la focale de l'objectif primaire est de 100 mm, de même que celle de l'objectif secondaire, de sorte que l'agrandissement est égal à 1. L'image de 20 mm de diamètre de l'écran secondaire de l'amplificateur s'inscrit de façon presque complète dans la fenêtre utile, de 24 x 18 mm, du film cinématographique de 35 mm.

Malheureusement, une grande partie de la surface d'émulsion est inutilisée puisque l'image de l'écran est ronde, et rectangulaire celle du film. L'utilisation d'un objectif secondaire de plus grande distance focale permet une meilleure couverture de la fenêtre du film, mais une partie seulement de l'image formée sur l'amplificateur est enregistrée. L'agrandissement optique permet une meilleure utilisation de la surface du film cinématographique, améliorant ainsi la définition finale de l'image ; c'est pourquoi l'emploi d'un agrandissement important - focale de 150 à 200- est préconisé par certains.(18).

Cependant, l'agrandissement optique ne peut, bien entendu, améliorer le pouvoir séparateur de l'amplificateur, ce que permet l'agrandissement électronique au prix, il est vrai, d'une augmentation de la dose d'exposition.

L'idéal serait, à notre avis, de disposer d'un léger agrandissement optique, afin de cadrer le diamètre sur la largeur du film (overframing) et d'un agrandissement électronique variable (zoom électronique).

Toutes ces optiques doivent être extrêmement lumineuses pour éviter une perte de lumière préjudiciable à la formation de l'image.

Dans notre cas, l'objectif primaire de 100 mm (F = 100) a une ouverture de 1,3 (F : 1,3) et l'objectif secondaire une ouverture de 2 (F : 2) .

En fait, il n'existe pas d'optique parfaite et l'on peut estimer la perte du pouvoir séparateur à environ 2 paires de lignes par cm. Cette perte serait encore plus importante avec les objectifs à focale variable.

3° - La caméra :

Pour être adaptée aux conditions particulières du radiocinéma à grande vitesse, elle doit permettre une cadence de prises de vues de 50 à 100 images par seconde.

L'ouverture de l'obturateur doit commander, en cinéma pulsé, le fonctionnement du générateur.

Nous utilisons une caméra CAMEMATIC 35 mm à obturateur circulaire ouvert sur 160°.

4° - Le film cinématographique :

Le pouvoir séparateur d'une émulsion photographique est d'autant plus grand que sa surface est importante : aussi le format 35 mm est-il préférable au format 16 mm (de surface 5 à 6 fois plus petite), comme le montre le tableau suivant (29) :

Résolution d'un amplificateur de brillance couplé avec différents films cinématographiques :

Pour un amplificateur de 22 Pl/cm	FILM 16 mm Pouvoir séparateur 300 Pl/cm	FILM 16 mm Pouvoir séparateur 500 Pl/cm	FILM 35 mm Pouvoir séparateur 300 Pl/cm	FILM 35 mm Pouvoir séparateur 500 Pl/cm
	12,5 Pl/cm	15,5 Pl/cm	18 Pl/cm	19 Pl/cm

Ce tableau souligne également l'importance de la définition du film cinématographique. Un film de grande définition et de grain peu important nécessite, malheureusement, des conditions incompatibles avec le radiocinéma car sa sensibilité est moindre.

Nous utilisons un film rapide -KODAK XX 35 mm- dont la définition est d'environ 300 paires de lignes par centimètre. Le film KODAK RAR que nous avons également employé a l'avantage de posséder un meilleur contraste et une meilleure définition, mais nécessite une augmentation importante du temps de pose.

Pour améliorer la visibilité des structures les plus faiblement opacifiées, il est indispensable de disposer d'un film à fort contraste ; en fait, les films commercialisés ne satisfont guère à cette nécessité.

Alors que le gamma (pente de noircissement en fonction de l'exposition) des films radiographiques est de 2 à 3, celui des films cinématographiques est de l'ordre de 0,6 ce qui explique, plus outre la perte dûe

à l'amplificateur, le mauvais transfert de contraste d'une chaine de radiocinéma.

Aussi faut-il modifier les conditions du développement afin de renforcer le contraste, notamment en utilisant des révélateurs particulièrement actifs, avec un temps de développement important, au risque de faire apparaître un grain d'émulsion, mais avec un gamma de 0,9. Le développement intervient de façon décisive sur la qualité du document, et il est indispensable d'en maîtriser parfaitement le déroulement.

D - DISCUSSION

En résumé, l'image formée sur le film cinématographique est entâchée d'un certain nombre de défauts acquis au cours de la formation de l'image radiante -flou cinétique, flou géométrique- et son transfert au niveau du détecteur -perte de contraste et du pouvoir séparateur, bruits parasites.

Lors de la projection animée, l'image s'améliore subjectivement : le grain se fond d'une image à l'autre, la netteté et le contraste des vaisseaux paraissent plus grands

Aussi est-il difficile d'évaluer objectivement les qualités d'un document cinématographique. Les expériences sur mire de contraste, notamment, ne reflètent qu'en partie la valeur de la chaîne radiologique. Cependant, il nous a semblé intéressant de déterminer la dégradation du pouvoir séparateur de l'ensemble de notre appareillage en état de fonctionnement, en dissociant chacun des éléments.

Nous avons utilisé, pour ce faire, une mire de définition à haut contraste E.FUNCK à espacement variable, permettant la lecture directe du pouvoir séparateur en paires de lignes par centimètre.

EVALUATION DU POUVOIR SEPARATEUR OPTIMAL

RADIOCINEMA

.Mire au contact de l'amplificateur . Foyer 0,3 . Pas de grille antidiffusante . Distance focale : 80 cm . Lecture directe sur l'écran secondaire de l'amplificateur	Pouvoir séparateur en loupe électronique champ de 11 cm		C'est le pouvoir séparateur optimal de l'amplificateur de brillance tel qu'il résulte des données du constructeur.
	Périphérie	Centre	
	28 Pl/cm	36Pl/cm	
ESSAI I . Mire au contact de l'amplificateur . Foyer 2 mm . Grille antidiffusante . Distance focale : 1 m . Lecture directe sur l'écran secondaire	22 Pl/cm	28Pl/cm	Perte importante -8 Pl/cm- du pouvoir séparateur de l'amplificateur une fois installé
ESSAI II . Mire au contact de l'amplificateur . Foyer 2 mm . Grille antidiffusante . Distance focale : 1 m . Lecture sur film KODAK XX	18 Pl/cm	22Pl/cm	Par rapport à l'essai I cet essai permet d'apprécier la perte dûe à l'optique caméra film et développement : perte 6 Pl/cm
ESSAI III . On interpose entre le foyer et la mire le berceau d'examen et le thorax d'un adulte. . Foyer 2 mm . Grille antidiffusante . Distance focale : 1 m . Lecture sur film cinéma KODAK XX	15 Pl/cm	20Pl/cm	Le plus petit espacement visible en "loupe" est de 250 µ
SERIOGRAPHIE			
ESSAI IV . Mire au contact de la grille . Foyer 2 mm . Distance focale : 1 m . Cadence 4 images/seconde . Lecture sur film radiographique KODAK R.P.S.		50Pl/cm	Le pouvoir séparateur est nettement meilleur que celui de la chaine de radiocinéma installée

- Lors du premier essai, nous avons estimé le pouvoir séparateur optimal sur l'écran secondaire de l'amplificateur à l'oeil nu. La perte importante par rapport aux essais en usine tient essentiellement aux conditions d'exposition différentes, et au réglage moins parfait de la tension des électrodes de l'amplificateur.

- Lors du deuxième essai, le pouvoir séparateur est évalué sur film cinématographique au travers de la chaîne amplificateur-optique-caméra. La perte est de 6 paires de lignes/cm par rapport au premier essai, y compris la perte liée au développement.

- Le troisième essai est réalisé au cours d'une coronarographie, en interposant la mire entre l'amplificateur et la cage thoracique d'un adulte de 70 Kg, la lecture est faite également sur le film cinématographique.

En pratique, le plus petit espacement visible, dans de bonnes conditions de contraste et surtout de géométrie, est de 0,250 mm. Cette valeur représente le flou inhérent à l'ensemble radiocinématographique, plus particulièrement au détecteur (amplificateur, optique, caméra et film cinématographique).

Nous avons procédé à la même expérience avec l'ensemble de sériographie dont nous disposons actuellement, en plaçant la mire sur la grille antidiffusante du changeur de films, avec un tube radiogène de foyer 2 mm et la même distance focale, à la cadence de 4 films par seconde. Le pouvoir séparateur optimal est de 50 paires de lignes par centimètre, c'est-à-dire bien supérieur à celui d'une chaîne de radiocinéma (voir tableau). Facilement réalisés, de tels essais permettent de contrôler le fonctionnemen

d'un ensemble complexe et éventuellement de localiser l'origine d'une baisse du pouvoir séparateur. Ainsi il est intéressant de réaliser une courte séquence sur mire au début de chaque coronarographie, afin de contrôler régulièrement le fonctionnement de la chaine radiologique.

L'expérience montre pourtant qu'une bonne image cinécoronarographique peut approcher en qualité celle de la sériographie.

Ceci s'explique par le mouvement ample et rapide des artères du coeur, source d'un flou cinétique que seuls les temps de pose très brefs du radiocinéma limitent suffisamment.

Ainsi, si nous comparons l'importance du flou résultant de l'utilisation d'une châine de radiocinéma et d'un ensemble de sériographie en coronarographie, nous constatons que la définition de l'image devrait même, théoriquement, être meilleure dans le premier cas.

Le flou total en effet est donné par la formule générale :

$$Ut^2 = Ug^2 + Uc^2 + Ud^2$$

en ne considérant que les principales sources de flou : flou cinétique Uc, flou géométrique Ug, et flou dû au détecteur Ud.

Pour l'ensemble de cinécoronarographie A dont nous disposons avec les paramètres suivants :

e = 2 mm
A = 100 cm
t = 5 millisecondes
I = 600 mA
Kv = 40-55 Kv

et pour une artère distante de 10 cm du détecteur (d = 10 cm) = par exemple une première septale en incidence oblique antérieure droite, alors que l'amplificateur est au contact même de la face antérieure du thorax, on peut estimer que le flou géométrique est de 200 µ puisque :

$$Ug = e\ (M - 1) \quad \text{et} \quad M = \frac{A}{A-d}$$

Avec l'ensemble de sériographie B qui est le nôtre et les paramètres en coronarographie qui sont :

e = 2 mm
A = 100 cm
t = 1 centième de seconde
I = 1000 mA
Kv = 70-80 Kv
d = 10 cm (sériographe au contact de la face antérieure du thorax),

Le flou géométrique est identique : 200 µ

Le flou cinétique

$$Uc = Vot\ \frac{A}{A-d}$$

avec Vo = 5 cm/sec. le flou cinétique est de 2[illegible] µ en radiocinéma, et de 550 µ en sériographie.

Le flou du détecteur, que nous avons évalué par approximation du pouvoir séparateur, est de 250 µ en radiocinéma et de 100 µ en sériographie.

Le flou total est évalué avec :

$$Ut = \sqrt{Ug^2 + Uc^2 + Ud^2}$$

	A	B
Ug	200 µ	200 µ
Uc	275 µ	550 µ
Ud	250 µ	100 µ
Ut	450 µ	590 µ

le flou total est de 450 µ pour une image cinématographique et de 590 µ pour une image sériographique. Ceci est essentiellement dû au flou cinétique, beaucoup plus grand en sériographie.

Or il convient de noter qu'en pratique l'image sériographique apparaît de qualité supérieure à l'image cinécoronarographique.

On peut certes remarquer que nous avons comparé un ensemble de sériographie relativement ancien à une chaîne de radiocinéma de grande performance. En effet, actuellement, l'emploi d'une très haute intensité

-2 000 mA- en radiographie permet des temps de pose inférieurs à 7 centièmes de seconde. Mais de telles expositions sont encore difficilement réalisables en sériographie rapide.

On notera surtout que le pouvoir séparateur réel d'un ensemble radiologique ne dépend pas uniquement du flou, mais pour une grande part du contraste : une image reste visible même si un flou la recouvre entièrement, pourvu que le contraste soit important. Ainsi en cinécoronarographie on peut mettre en évidence des rameaux de l'ordre de 300 µ si le contraste le permet, alors que le flou est supérieur.

On comprend dès lors l'importance du contraste et de son transfert dans une chaîne radiologique.

Si l'on se réfère aux courbes de transfert de contraste (ou fonction du transfert de modulation F.T.M.) d'un ensemble radiographique et d'une chaîne radiocinématographique, l'avantage du premier est évident.

En fait, les phénomènes de transfert de contraste ne sont pas parfaitement connus. La réponse d'un ensemble complexe comme une chaîne associant amplificateur de brillance, optique, et film cinématographique, est meilleure, semble-t-il, que le seul calcul ne pourrait le faire espérer, en multipliant le transfert de contraste de chacun des constituants (13).

Il serait peut-être plus conforme à la réalité d'additionner les différents transferts, et non de les multiplier, ce qui rendrait moins

évident l'avantage de la sériographie par rapport au radiocinéma dans ce domaine.

Pour l'heure, l'usage d'un faisceau de rayons X émis sous un faible kilovoltage avec une forte intensité, et d'un amplificateur de grande définition, nous paraît être la meilleure solution en cinécoronarographie.

Mais de nouveaux progrès nous permettent d'envisager des améliorations décisives de l'image. Déjà de nouveaux amplificateurs permettent une meilleure définition, dépassant 40 Pl/cm, sans diminution du gain.

La fabrication de tubes radiogènes à foyer fin -0,6 mm ou mieux 0,3 mm- mais suffisamment puissants pour conserver des temps de pose très brefs, devrait permettre en radiocinéma un agrandissement géométrique qui améliorerait de façon importante la définition de l'image : en rapprochant l'objet du foyer de rayons X sans modifier la distance focale, on agrandit l'image qui se projette sur l'écran primaire, ce qui améliore le pouvoir séparateur apparent de l'amplificateur. Contrairement à l'agrandissement électronique, l'agrandissement géométrique ne nécessite pas une augmentation de l'irradiation.Ceci nécessite un foyer d'émission de rayons X suffisamment petit pour que le flou qu'il engendre ne soit pas rédhibitoire.

Nous espérons dans un proche avenir pouvoir réaliser des coronarographies en agrandissement géométrique de 1,5, avec le foyer de 0,6 mm d'un tube radiogène permettant en radiocinéma une intensité de 280 mA. Le flou géométrique devrait être alors de 300 µ. Il serait nécessaire,

en augmentant nettement la pénétration du rayonnement, de réduire le temps de pose pour éviter que le flou cinétique -Uc = Vot x agrandissement- ne soit lui aussi multiplié par 1,5.

Théoriquement, il devrait être possible de supprimer la grille antidiffusante, qui absorbe les 2/3 de l'intensité du faisceau par la seule présence d'une épaisseur d'air importante entre l'objet et le détecteur (pratiquement par un agrandissement géométrique de 2). Cette importante économie permettrait l'utilisation de tubes de moindre puissance, donc de petit foyer, compatibles avec un tel agrandissement. A priori, la baisse de contraste résultant d'un tel choix ne paraît guère compatible avec les impératifs de la cinécoronarographie.

De telles expériences nous paraissent souhaitables, afin d'apprécier dans quelle mesure les avantages acquis par l'agrandissement géométrique sont réellement supérieurs aux inconvénients engendrés par la baisse de contraste d'un tel système.

C'est surtout l'élaboration d'optiques de sortie en fibre de verre, beaucoup plus lumineuses, qui devrait améliorer de façon spectaculaire les qualités des amplificateurs de brillance utilisés en radiocinéma, conciliant les impératifs actuellement opposés de l'amélioration de l'image et de la diminution des doses d'exposition.

V - DEDUCTIONS CLINIQUES

Au terme de cette étude, on peut se demander s'il existe des raisons valables de chercher à améliorer l'image cinécoronarographique.

En effet, en accord avec PROUDFIT (70), NORDENSTROM (63), LESBRE (55), LEHMAN (49) et AMIEL (2), entre autres, notre modeste expérience confirme que la majorité des lésions siègent sur des branches importantes, aisément accessibles à l'examen cinécoronarographique, et qu'il existe d'une façon générale une bonne corrélation entre la gravité des signes radiologiques et la sévérité des manifestations cliniques.

Il nous faut signaler le décès en début d'examen d'un homme de 56 ans, porteur d'un double infarctus et d'un angor sévère invalidant, aggravé depuis peu ; la suspension du traitement anticoagulant chez un tel sujet a vraisemblablement favorisé cette évolution.

Deux évolutions fatales devaient survenir environ 48 heures après la coronarographie.

Dans un cas, il s'agissait d'un homme de 49 ans, aux antécédents d'infarctus du myocarde, présentant une insuffisance cardiaque compensée médicalement. Un suboedème pulmonaire est apparu à la suite de la ventriculographie. Une aggravation brutale de l'insuffisance survenait 48 heures après l'examen. L'autopsie ne permit pas de constater de lésions récentes d'infarctus.

L'autre cas, un homme de 45 ans, accusait un syndrome angineux d'effort et de repos, d'apparition récente. La coronarographie révélait l'existence d'une sténose courte et serrée à 95 % sur l'interventriculaire antérieure, à sa partie proximale, avec ralentissement circulatoire sans développement d'une circulation de suppléance. L'ensemble du réseau coronaire paraissait par ailleurs satisfaisant,de même que le ventricule gauche. 48 heures après l'examen réalisé sans incident, survint brutalement une fibrillation ventriculaire irréductible, précédée d'aucune manifestation clinique.

Nous avons résumé sur le tableau suivant les données tenant aux incidences, aux constantes et au volume du produit de contraste que nous avons utilisés (pour un individu de 1 m 72, 69 kg.)

	INCIDENCES	VOLUME INJECTE	DUREE DE L'ENREGISTREMENT	CHAMP DE L'AMPLIFICATEUR	KILOVOLTAGE	AMPERAGE	TEMPS DE POSE	CADENCE
CORONAIRE GAUCHE		cc	seconde	cm	Kv	mA	ms	image/ seconde
	OAD 30°	5 cc	5 s	16 cm	43 Kv	600 mA	5 ms	50
	OAD 30°	6	5	11	52	-	-	-
	OAD 45°	5	7	-	53	-	-	-
	OAG 45°	4	4	-	53	-	-	-
	OAG 60°	5	6	-	54	-	-	-
	OAG 75°	6	7	-	56	-	-	-
CORONAIRE DROITE	OAD 30°	4	5	11	53	600	5	50
	OAD 45°	4	6	-	54	-	-	-
	OAG 30°	3	6	-	50	-	-	-
VENTRICULOGRAPHIE	OAD 20°	5	8	16	46	600	5	80

Sur 94 dossiers (8 coronarographies n'ont pas été retenues : documents insuffisants ou perdus),

La population se répartit ainsi :

- âge moyen 49 ans
- les âges extrêmes sont de 19 ans et 66 ans.

Suivant les signes cliniques nous avons distingué 8 catégories :

1 - angor d'effort et angor de repos : 13 cas
2 - angor d'effort et de repos, angor spontané : 10 cas
3 - état de mal angineux : 7 cas
4 - infarctus : 33 cas
5 - douleurs atypiques suspectes de traduire une lésion coronaire : 17 cas
6 - signes électriques ou trouble du rythme isolé : 6 cas
7 - gros coeur isolé : 2 cas
8 - cardiopathie valvulaire aortique : 6 cas.

Cotations des lésions

Les lésions artérielles sont appréciées selon le degré de sténose sous diverses incidences, et exprimé en pourcentage : on distingue ainsi 6 degrés :

1 - pas de sténose
2 - sténose inférieure ou égale à 30 % ou rigidité pariétale artérielle
3 - sténose modérée : 30 à 50 %
4 - sténose importante : 50 à 80 %
5 - sténose subtotale ≠ 90 %
6 - sténose complète ou thrombose : 100 %

De plus, dans une septième catégorie, on distingue la gracilité d'un réseau coronaire (dans les trois cas rencontrés il s'agit du réseau droit).

Une telle cotation, à quelques variantes près (degré de sténose retenu, ou artère considérée) est commune à la majorité des auteurs. Nécessaire pour interpréter statistiquement les résultats elle ne tient pas compte du retentissement circulatoire, ralentissement ou stase du produit de contraste en aval de la lésion, du développement d'une circulation collatérale et de la revascularisation du lit d'aval.

Corrélation entre les signes cliniques et l'importance des lésions (pour chaque cas, seule la lésion la plus importante est côtée.)

	Normal	0,30%	30.50%	50.80%	sub-totale	100% totale	réseau coronaire grêle	nombre de cas
Angor d'effort et angor de repos	1	0	3	3	2	4	0	13
Angor d'effort et de repos et angor spontané	0	0	4	1	2	3	0	10
mal angineux	0	0	1	0	4	2	0	7
Infarctus	1	0	0	3	12	17	0	33
Douleurs atypiques	7	2	2	3	0	1	2	17
Signes électriques ou troubles du rythme isolés	2	0	2	0	0	1	1	6
Gros coeur isolé	0	1	1	0	0	0	0	2
Valvulopathie aortique	2	1	2	0	1	0	0	6

Dans les groupe I, II, III et IV, la multiplicité des lésions est la règle.

En nous inspirant des auteurs lyonnais (27) nous avons déterminé le nombre moyen de lésions pour chaque groupe, en divisant le nombre des lésions constatées par le nombre d'individus, et ne tenant compte que de la lésion la plus importante pour chacun des 7 vaisseaux suivants :

- tronc coronarien gauche
- artère interventriculaire antérieure
- principale branche née de l'interventriculaire antérieure à destinée ventriculaire : artère diagonale
- artère circonflexe
- artère du bord gauche
- artère coronaire droite
- artère interventriculaire postérieure

Ce nombre moyen de lésions n'est pas comparable à celui des observations anatomo-cliniques de LENEGRE et FROMENT (52) où seuls sont considérés les 4 vaisseaux les plus importants.

Dans le groupe I : "Angor d'effort" et "Angor de repos"

sur 13 observations, dans 12 cas la coronarographie révèle l'existence d'une lésion sténosante significative. Dans 4 cas, il existe une sténose complète ou une thrombose ; en moyenne on note des lésions supérieures à 30 % sur 2,7 des 7 vaisseaux considérés.

Dans le groupe II : "Angor d'effort et de repos" et "angor spontané"

les 10 examens pratiqués sont anormaux : dans 3 cas, il existe une sténose complète ou une thrombose. Le nombre moyen de lésion est de 2,8.

Dans le groupe III : "Etat de mal angineux"

dans les 7 cas, la coronarographie est anormale. Dans 2 cas, on note une sténose complète ou une thrombose. Le nombre moyen de lésion est de 3,8.

Dans le groupe IV : "Infarctus du myocarde"

le nombre moyen des lésions est de 2,5, beaucoup moins que dans le groupe précédent. Par contre, en ne considérant que les infarctus avec angor séquellaire le nombre moyen de lésion est de 3.

Sur 33 coronarographies, une seule est normale, celle d'un jeune homme de 19 ans, ayant présenté 2 mois auparavant un infarctus antérieur étendu dont il garde les stigmates électriques et sur la ventriculographie une zone akinétique sur le bord libre du ventricule gauche.

Dans le groupe V : "Douleurs atypiques"

le nombre moyen des lésions est de 12. Dans un cas on peut noter une thrombose complète, dans deux cas un aspect grêle du réseau coronaire droit.

Pour les autres groupes, trop disparates, nous n'avons pas calculé le nombre moyen des lésions.

De même nous avons constaté la plus grande fréquence de l'atteinte des branches principales :

Le total des lésions observées est de 127 (69%) pour le réseau gauche, et de 57 (31%) pour le réseau droit et se répartissent en fonction des 7 vaisseaux principaux comme le montre ce tableau :

Tronc coronaire gauche	8	4,5 %
Artère interventriculaire antérieure	55	30 %
Artère diagonale	9	5 %
Artère circonflexe	31	17 %
Artère du bord gauche	24	13 %
Coronaire droite	47	26 %
Interventriculaire postérieure	10	5,5 %
TOTAL	184	100 % ± 1

Par contre, près de deux fois moins fréquentes les lésions du réseau coronaire droit sont plus souvent graves que celle du réseau gauche. La majorité des thromboses, dans un rapport de 1,3 siège sur la coronaire droite.

En accord avec les statistiques(52), nous avons noté la plus grande fréquence des atteintes proximales. Il est possible de calculer un indice de proximité des lésions, égal au rapport du nombre de sténoses proximales sur le nombre de sténoses distales, en considérant comme un seul

vaisseau la coronaire droite et l'interventriculaire postérieure.

Syndrome angineux I et II	2
Etat de mal angineux	3
Infarctus	2,5

Chaque fois que nous avons mis en évidence des lésions sur des branches de petite taille (entre 1 mm et 500 µ) elles s'accompagnaient de lésions importantes des troncs principaux.

Dès lors que la majorité des lésions siègent sur des artères de plus de 500µ et qu'actuellement nous opacifions des vaisseaux d'un diamètre de l'ordre de 300 µ (deuxième ou troisième division de la première artère septale), que nous importe une meilleure définition ?

Ce que l'on attend, en effet, d'une coronarographie, c'est un bilan lésionnel, chez un sujet peu ou mal amélioré par le traitement médical, à la recherche de lésions pouvant bénéficier d'une intervention chirurgicale de revascularisation.

L'examen doit permettre de localiser les lésions, d'apprécier leur importance et le retentissement hémodynamique éventuel, notamment une stagnation du produit de contraste. Ce qui importe, c'est de préciser l'état

du lit d'aval, d'apprécier son diamètre, la souplesse de ses parois (ce qui permet éventuellement de réaliser un pontage veineux à ce niveau).

De plus cet examen doit préciser l'existence d'une circulation collatérale et sa valeur fonctionnelle.

La ventriculographie qui termine l'examen juge de l'état myocardique, précise s'il existe une atonie globale de mauvais pronostic, ou une ectasie bien limitée curable chirurgicalement.

La coronarographie permet d'autre part d'assurer un diagnostic hésitant devant la discordance des signes cliniques, électriques et de l'épreuve d'effort, et de confirmer l'indication d'une surveillance étroite et d'un traitement médical.

C'est dans ces indications qu'il paraît nécessaire d'améliorer encore la qualité de l'image.

En effet, on peut rencontrer dans certains cas une contradiction entre les données cliniques et les résultats de l'examen radiologique.

Ainsi LIKOFF (58) et CAMPEAU (10), parmi d'autres, ont rapporté des observations d'infarctus du myocarde confirmé électriquement et biologiquement, de syndrome angineux caractéristique, sans anomalie sur la coronarographie.

Ces faits ont suscité de multiples hypothèses pathogéniques, outre l'insuffisance coronarienne fonctionnelle, connue depuis longtemps, ELIOT et BRATT (19) suspectent une anomalie de l'oxyhémoglobine, NORMAND (65) une répartition anormale des isoenzymes de la lacto-deshydrogénase d'être à l'origine de syndrome angineux.

- Le spasme artériel, dont le rôle est bien connu dans l'angor de PRINZMETAL, pourrait, pour SEWEL (82) être une cause d'infarctus.

- L'observation que nous avons rapportée d'un infarctus à coronarographie normale chez un jeune homme de 19 ans, survenu au décours d'une affection d'allure infectieuse, peut évoquer la responsabilité d'une myocardite.

- Pour JAMES (37) cependant de telles étiologies sont rares. La grande majorité des "coronariens à coronaires saines" ont en réalité des lésions que la coronarographie ne met pas en évidence.

- Des faits troublants, quant à des confrontations anatomo-cliniques, ont attiré l'attention sur la pathologie des petites artères de 0,1 à 1 mm de diamètre, voire du réseau capillaire. JAMES (36) notamment, a montré l'importance de lésions fibreuses pariétales et des micro-embolies.

Par ailleurs, des confrontations anatomo-radiologiques (KEMP, 44) ont montré que la cinécoronarographie peut sous estimer l'importance des lésions lorsque l'image n'est pas de très bonne qualité.

Il parait extrêmement important pour conserver toute sa valeur diagnostique à la coronarographie, d'améliorer ses possibilités, notamment dans la définition des plus petites images. La recherche des lésions les plus distales nécessite d'associer au radiocinéma un enregistrement statique. A notre avis, l'ampliphotographie, qui bénéficie des mêmes progrès que le radiocinéma, répond parfaitement à ces exigences.

VI - CONCLUSION

Nous nous sommes longuement étendus sur les données techniques tenant à la formation de l'image en cinécoronarographie, rappelant notamment que la bonne définition d'un amplificateur ne peut être exploitée que dans la mesure où un bon contraste est assuré par un rayonnement émis sous un bas kilovoltage et une haute intensité.

Dès lors que la grande majorité des lésions siège sur des artères aisément discernables en radiocinéma, on peut se demander si les essais d'amélioration de l'image ne relèvent pas d'une iconolâtrie inutile sinon dangereuse.

Cependant, les contradictions entre les données cliniques et l'image laissent supposer une incapacité de la coronarographie à discerner certaines lésions.

C'est pourquoi il nous parait très important de poursuivre nos efforts pour chercher à visualiser les lésions les plus fines afin de conserver sa fiabilité à l'examen cinécoronarographique.

VU, et PERMIS D'IMPRIMER
GRENOBLE, le 26 Juin 1972

Le Président de Thèse

signé : G.CABANEL

signé : M.GEINDRE

BIBLIOGRAPHIE

1 - AMIEL M., DELAYE J., PINET F.
Artériographie coronaire globale ou sélective ? Un faux problème.
Ann.Radiol., 1971, 14; 5-6, 457-462.

2 - AMIEL M., RUBET A., DELAYE J., DALLOZ C., JANIN A., PINET F.
Premiers résultats de l'inventaire de 450 artériographies coronaires dont 418 examens sélectifs.
J.Radiol.Electrol., 1971, 52, 457-460.

3 - AMPLATZ K., KORMANEK C., STANGER P., WILSON W.
Mechanics of selective coronary artery catheterization via femoral approach.
Radiology, 1967, 89, 1040-1047.

4 - ARNULF G., BUFFARD P.
Artériographie des coronaires grâce à l'acétylcholine.
Ann.Radiol., 1959, 2, 9-10, 685-702.

5 - ARDRAN G.M.
The value of cineradiography in medecine
Brit.J.Radiol., 1964, 34, 819.

6 - BERTHOLON M.C.
La coronarographie post-mortem. Contribution anatomoclinique de l'athérosclérose coronarienne.
Thèse, Lyon, 1960.

7 - BISMUTH V., CAHEN C.
Les produits de contraste.
in Traité de Radiodiagnostic. Tome premier. MASSON, Paris, 1969.

8 - BOURASSA M.G., LESPERANCE J., CAMPEAU L.
Selective coronary arteriography by the percutaneous artery approach.
Amer.J.Roentgenol., 1969, 107, 377-383.

9 - BOUWERS A.
Le rôle de l'optique en radiodiagnostic.
J.Radiol.Electrol., 1965, 46, 652-657.

10 - CAMPEAU L.
Myocardial infarction with normal selective coronary arteriograms.
Amer.Heart.J., 1970, 79, 139-141.

11 - COHEN E.S., ELIOT W., KLEIN M., GORLIN R.
Coronary heart disease : Clinical cinearteriographic and metabolic corelations.
Amer.J.Cardiol., 1966, 17, 153-168.

12 - DOTTER C.T., FRISCHE L.H.
Visualization of coronary circulation by occlusion aortography : practical method.
Radiology, 1958, 71, 502-524.

13 - DUTREIX J., BISMUTH V., LAVAL-JEANTET M.J.
Traité de radiodiagnostic, tome premier, MASSON, Paris 1969.

14 - ECOIFFIER J.
Techniques et résultats en cinéangiographie.
Ann.Radiol., 1965, 8, 1-2, 141-152.

15 - ECOIFFIER J.
Angiographies cliniques à haute définition.
Ann.Radiol., 1968, 11, 1-2, 81-91.

16 - ECOIFFIER J., BONNEMAZOU A., CARPENTIER A., CHERMET J.
Technique d'artériographies coronaires utilisée à l'hôpital Broussais.
J.Radiol.Electrol., 1971, 52, 1-2, 1-6.

17 - ECOIFFIER J., BONNEMAZOU A., CHERMET J., MERLAN J.J.
Utilisation des seringues à injection automatique en coronarographie sélective.
Ann.Radiol., 1972, 15, 5-6, 499-509.

18 - ECOIFFIER J., BONNEMAZOU A., TONNELIER M., CHERMET J.
Apport du cinéma en agrandissement et à haute définition dans l'artériographie coronaire sélective.
J.Radiol.Electrol., 1971, 52, 8-9, 543-544.

19 - ELIOT R.S., BRATT G.T.
The paradox of myocardial ischemia and necrosis in young women with normal coronary arteriograms. Relation to abnormal hemoglobin-oxygen dissociation.
Amer.J.Cardiol., 1969, 23, 4, 635-638.

20 - FAVALORO R.G.
Saphenous vein autograft replacement of severe segmental coronary artery occlusion operative technic.
Ann.Surgery, 1968, 5, 334-339.

21 - FERNANDEZ F., BESSEDE P., CHARPENTIER A., HAZAN E., SCEBAT L., LENEGRE J.
Modifications de l'électrocardiogramme au cours de l'artériographie coronaire sélective.
Arch.Mal.Coeur, 1968, 61, 4, 504-518.

22 - FISCHGOLD H.
Evolution technique du radiodiagnostic.
Revue Siemens S.R.W., 1964, 23, 16-18.

23 - FOUCHARD J., CARAMANIAN M., CABROL C., ECOIFFIER J., DELUC G., RASOLOMANPIONONA M.
Infarctus du myocarde avec coronarographie normale. Lésions histologiques d'endartérite fibreuse.
Arch.Mal.Coeur, 1971, 64, 12, 1711-1734.

24 - GENSINI G.C.
Coronary arteriography.
Progress in cardiovasc. Diseases, 1963, 6, 2, 155-188.

25 - GENSINI G.C., BRUTO DA COSTA B.C.
The coronary collateral circulation on living man.
Amer.J.Cardiol., 1969, 24, 3, 393-400.

26 - GENSINI G.C., DI GIOGI S., BLACK A.
New approaches to coronary arteriography.
Angiology, 1969, 12, 223-238.

27 - GONIN A., DELAYE J., AMIEL M., NORMAND J., RUBET A., JANIN A.
Corrélations cliniques et coronarographiques dans l'athérosclérose coronarienne tronculaire anginogène.
Lyon Med., 1971, 225, 6, 505-512.

28 - GUERMONPREZ J.L., VASILE N.
La coronarographie par voie fémorale. Incidents, Accidents. Indications nouvelles. A propos de 250 examens.
Ann.Radiol., 1972, 15, 1-2, 69-76.

29 - GUYOT L.F., DRIARD B.
Développements récents dans le domaine des amplificateurs de luminance radiologiques.
Revue technique C.F.T.H., 1965, 42, 53-68.

30 - HAAS J.M., PETERSON C.R., JONES R.C.
Subintimal dissection of coronary arteries. A complication of coronary arteriography and the percutaneous transfemoral approach.
Circulation, 1968, 38, 4, 678-683.

31 - HILDNER F.J., SCHERLAG B., SAMET P.
Evaluation of renografin M-76 as a Contrast Agent for angiocardiography.
Radiology, 1971, 100, 329-334.

32 - HIMBERT J., PARAISO N., GAY J., LENEGRE J.
Cardiopathies ischémiques et insuffisances cardiaques apparemment primitives.
Arch.Mal.Coeur, 1970, 63, 3, 313-329.

33 - HURST J.W., LAGUE R.B.
The heart, arteries and veins.
Mc GRAW-HILL Book Co
New-York 1966.

34 - JACKSON F.I.
The air gape technique
Amer.J.Roentgenol., 1964, 92, 5, 688.

35 - JACOBSON B., PAULIN S.
Experiences with different contrast media in coronary angiography.
Acta Radiol., 1967, suppl.270, 103-111.

36 - JAMES T.N.
Pathology of small coronary artery.
Amer.J.Cardiol., 1967, 20, 5, 679-691.

37 - JAMES T.N.
Angina without coronary disease.
Circulation, 1970, 42, 2, 189-191.

38 - JAMES T.N.
Anatomy of the coronary arteries.
HARPER and Brothers
New-York, 1961.

39 - JANIN A.
Apport de la coronarographie à l'étude des cardiopathies ischémiques.
Thèse, Lyon, 1970.

40 - JONSSON G.
Visualization of the coronary arteries. Preliminary report.
Acta Radiol., 1948, 29, 536.

41 - JUDKINS M.P.
Selective coronary arteriography.
Radiology, 1967, 89, 815-824.

42 - JUDKINS M.P.
Percutaneous transfemoral selective coronary arteriography.
Radiol.Clin.N.Amer., 1968, 6, 467-492.

43 - KASPARIAN H., LIKOFF W.
Coronary arteriography.
J.A.M.A. 1966, 196, 3, 275.

44 - KEMP H.G., EVANS H., ELIOTT W.C., GORLIN R.
Diagnostic accuracy of selective coronary cinearteriography.
Circulation, 1967, 36, 4, 526-533.

45 - LAVAL-JEANTET M.
La fonction de transfert de modulation en radiologie.
J.Radiol.Electrol., 1965, 46, 10, 665-670.

46 - LAVAURS G., COURBIER R., TORRESANI J., GERARD R., JOUVE A.
L'angiocinématographie sélective des artères coronaires.
Presse Med., 1967, 75, 4, 199-202.

47 - LAVAURS G., RIJTANO F.
La ciné-angiographie sélective des artères coronaires.
L'Expansion Scientifique Française.
Paris 1968.

48 - LAVAURS G., RIJTANO F.
Les accidents de la coronarographie sélective.
Ann.Radiol., 1970, 13, 9-10, 667-670.

49 - LEHMAN J.S., BOYER R.A., WINTER F.S.
Coronary arteriography
Amer.J.Roentgenol., 1959, 81, 5, 749-763.

50 - LEHMAN J.S., NOVACK P., KASPARIAN H., LIKOFF W., PERLMUTTER H.I.
Selective coronary arteriography.
Radiology, 1964, 83, 846-853.

51 - LENEGRE J.
Perspectives offertes par la chirurgie directe des artères coronaires.
Presse Med., 1971, 79, 28, 1269-1272.

52 - LENEGRE J., HIMBERT J., BEAUMONT J.L., FROMENT R., NORMAND J., PERRIN A.
Athérosclérose et insuffisance coronarienne.
Rapports du XXXIII ème Congrès Français de Médecine.
Paris, 1961.

53 - LESBRE J.P., CALAZEL P., MERIEL P., PUEL P., GUIRAUD R., BRU A., SALVADOR M.
Coronarographie et débit coronaire.
Techniques, incidents.
Coeur Med.Int., 1969, 8, 2, 145-162.

54 - LESBRE J.P., CALAZEL P., MERIEL P., PUEL P., GUIRAUD R., BRU A., SALVADOR M.
Coronarographie et débit coronaire. Résultats.
Coeur Med.Int., 1969, 8, 3, 297-328.

55 - LESBRE J.P., CALAZEL P., PUEL P., MERIEL P.,
La coronarographie :
Technique. Résultats dans l'exploration de la maladie coronarienne ischémique.
Actual.Cardiol.Angéiol.Int., 1967, 16, 1, 11-23.

56 - LESPERANCE J., BOURASSA M.G., SALTIEL J.
La cinécoronarographie sélective par voie fémorale percutanée.
Ann.Radiol., 1970, 13, 1-2, 55-64.

57 - LIKOFF W., KASPARIAN H., SEGAL B.L., NOVACK P., LEHMAN J.S.
Clinical correlation of Coronary arteriography.
Amer.J.Cardiol., 1965, 16, 159-167.

58 - LIKOFF W., SEGAL B.L., KASPARIAN H.
Paradox of normal selective coronary arteriograms in patients considered to have a mistakable coronary heart disease.
New Engl.J.Med., 1969, 276, 19, 1063-1066.

59 - MASSIOT A.
Caractéristiques mesurables des amplificateurs de brillance.
Ann.Radiol., 1959, 11, 9-10, 749-752.

60 - MAURICE L.P.
Flou et limite de perceptibilité en radiographie industrielle.
Sciences et Industries Photog., 1950, 21, 204-217.

61 - MAY A.M.
Coronary cinearteriography.
Angiology, 1969, 20, 52-59.

62 - MOSELEY R.D., RUST J.H.
Diagnostic radiologic instrumentation.
C.C.THOMAS
Springfield, 1965.

63 - NORDENSTROM B., OVENFORS C.O., TORNELL G.
Coronary angiography in 100 cases of ischemic heart disease.
Radiology, 1962, 78, 714-724.

64 - NORDENSTROM B.
Examination of the cardiovascular system during increased intrabronchial pressure.
Acta Radiologica, 1960, suppl 200.

65 - NORMAND J., DELAYE J., LOUISOT P., CAHEN P., AMIEL M., SILIE M., JOCTEUR-MONTROSIER D., FROMENT R.
L'angine de poitrine à coronarographie normale.
Arch.Mal.Coeur, 1971, 64, 12, 1689-1710.

66 - PAULIN S.
Coronary angiography, a technical, anatomic, and clinical study.
Acta Radiologica, 1964, suppl.233.

67 - PAULIN S., ADAMS D.F.
Increased ventricular fibrillation during coronary arteriography with a new contrast medium preparation.
Radiology, 1971, 101, 45-50.

68 - PINET F., GRAVIER J., CHASSARD J.L., FREDENUCCI R.
Où en est l'artériographie des coronaires ?
J.Radiol.Electrol., 1960, 41, 6-7, 383-389.

69 - PROUDFIT W.L., SHIREY E.K., SONES F.M.
Selective cinecoronary arteriography.
Correlation with clinical findings in 1000 patients.
Circulation, 1966, 33, 6, 901-910.

70 - PROUDFIT W.L., SHIREY E.K., SONES M.
Distribution of arterial lesions demonstrated by selective cinecoronary angiography.
Circulation, 1967, 36, 1, 54-62.

71 - RADNER B.
An attempt at the Roentgenologic visualization of the coronary blood vessels in man.
Acta Radiol., 1945, 26, 497-502.

72 - RANDALL P., AMPLATZ K.
Magnification coronary arteriography
Radiology, 1971, 101, 51-56.

73 - REBOUL H., RACINE M.
La ventriculographie cardiaque expérimentale.
Presse Med., 1933, 1, 763-767.

74 - RICKETTS H.J., ABRAMS H.L.
Percutaneous selective coronary cinearteriography.
J.A.M.A., 1962, 181, 7, 620-624.

75 - ROBBINS S.L., RODRIGUEZ F.L.
Problems in the quantitation of coronary arteriosclerosis.
Amer.J.Cardiol., 1966, 18, 1, 153-155.

76 - ROSS R.S.
Clinical applications of coronary arteriography.
Circulation, 1963, 27, 1, 107-112.

77 - ROSS R.S., GORLIN R.
Coronary arteriography.
Circulation, 1968, 37, suppl.3, 67-73.

78 - ROUSTHOI P.
Uber Angiokardiographie. Vorläufige
Mitteilung.
Acta Radiol., 1933, 14, 419-423.

79 - RUBET A.
L'artériographie coronaire.
A propos de 223 examens.
Thèse, Lyon, 1970.

80 - SELDINGER S.I.
Catheter replacement of the needle in the percutaneous
angiography. A new technique.
Acta Radiol., 1953, 39, 368-376.

81 - SEWELL W.H.
Coronary cinearteriography for recognition of demand for collateral arteries.
J.A.M.A., 1963, 186, 3, 144-148.

82 - SEWELL W.H.
Coronary spasm as a primary cause of myocardial infarction.
Angiology, 1966, 17, 1-8;

83 - SONES F.M., SHIREY E.K.
Cinecoronary arteriography.
Mod.Conc.Cardiov.Dis., 1962, 31, 735-738.

84 - STIEVE F.E.
Bildgüte in der Radiologie.
G.FISCHER
Stuttgart, 1966.

85 - STOUT C.
Coronary thrombosis without coronary atherosclerosis.
Amer.J.Cardiol., 1969, 24, 4, 564-569.

86 - VINEBERG A.
Surgery of coronary artery disease.
Progr.Cardiov.Dis., 1962, 4, 391-403.

87 - WEIDNER W., MAC ALPIN R., HANAFEE W., KATTUS A.
Percutaneous transaxillary selective angiography.
Radiology, 1965, 85, 652-657.

88 - WEXLER L.
Simplified serial coronary arteriography.
Amer.J.Roentgenol., 1971, 111, 4, 781-

89 - WILSON W.L., LEE G.B., AMPLATZ K.
Biplane selective coronary arteriography via percutaneous transfemoral approach.
Amer.J.Roentgenol., 1967, 100, 2, 332-338.

90 - ZIMMERMANN H.A., DEMANY M.A.
Coronary artery visualization and coronary surgery.
A word caution.
Amer.Heart.J., 1966, 71, 6, 725-726.

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'Hyppocrate :

Je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins à l'indigent et je n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les moeurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de parti, ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.